

# Tjelesna konstitucija pacijenta kao čimbenik izračuna aplikacijske doze 18 F-FDG-a u PET/CT dijagnostici

---

Jurić, Rea

Undergraduate thesis / Završni rad

2014

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Split / Sveučilište u Splitu**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:176:936543>

Rights / Prava: [In copyright](#) / [Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-17**

Repository / Repozitorij:



[Repository of the University Department for Health Studies, University of Split](#)



SVEUČILIŠTE U SPLITU

Podružnica

SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA

PREDDIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ

RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA

**Rea Jurić**

**TJELESNA KONSTITUCIJA PACIJENTA KAO  
ČIMBENIK IZRAČUNA APLIKACIJSKE DOZE  $^{18}\text{F}$ -FDG-a  
U PET/CT DIJAGNOSTICI**

**Završni rad**

Split, 2014.

SVEUČILIŠTE U SPLITU

Podružnica

SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA

PREDDIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ

RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA

**Rea Jurić**

**TJELESNA KONSTITUCIJA PACIJENTA KAO  
ČIMBENIK IZRAČUNA APLIKACIJSKE DOZE  $^{18}\text{F}$ -FDG-a  
U PET/CT DIJAGNOSTICI**

**Završni rad**

Mentor:

**Darijo Radović, spec.nukl.med., viši predavač**

Split, 2014.

# SADRŽAJ

1	UVOD .....	1
1.1	Pozitronska emisijska tomografija (PET) .....	1
1.1.1	Princip rada PET-a .....	1
1.2	Kompjutorizirana tomografija (CT) .....	3
1.2.1	Princip rada CT-a .....	3
1.3	Pozitronska emisijska tomografija i kompjutorizirana tomografija (PET/CT) ..	5
1.3.1	Princip rada PET/CT .....	5
1.3.2	Korekcija atenuacije .....	6
1.4	Fluor-18-deoksiglukoza ( <sup>18</sup> F-FDG) .....	8
1.5	Priprema pacijenta i PET/CT protokol .....	9
1.6	Kako različite tjelesne konstitucije utječu na kvalitetu nuklearnomedicinske slike? .....	10
2	CILJ RADA .....	15
3	IZVOR PODATAKA I METODE .....	16
3.1	Opis mjerenja .....	16
4	REZULTATI .....	18
5	RASPRAVA .....	24
6	ZAKLJUČAK .....	26
7	SAŽETAK .....	27
8	LITERATURA .....	29
9	ŽIVOTOPIS .....	31

# 1 UVOD

Medicina danas nameće visoke zahtjeve za tehnikom koja nam pomaže u dijagnosticiranju bolesti. Tehnika po mogućnosti treba biti neinvazivna, identificirati bolest u ranoj fazi te da bude brza i precizna. Često se ovi zahtjevi mogu zadovoljiti samo kombinacijom dvaju ili više dijagnostičkih modaliteta, stoga danas hibridne tehnike oslikavanja (PET/CT, SPECT/CT i PET/MR) spadaju u skupinu dijagnostičkih tehnika s najbržim razvojem.

Kvaliteta slike ovih metoda ovisi o brojnim čimbenicima, a jedan od njih je i doza radiofarmaka za pojedino snimanje. Obzirom da veća doza znači i veće radijacijsko opterećenje, u skladu s ALARA principima nastoji se pomoću najmanje doze radiofarmaka postići najbolji rezultat, tj. najbolju moguću kvalitetu slike. Jedan od faktora izračuna aplikacijske doze radiofarmaka je tjelesna konstitucija, a još uvijek postoje različiti načini metode izračuna pojedinačne aplikacijske doze radiofarmaka kod PET/CT snimanja.

## 1.1 *Pozitronska emisijska tomografija (PET)*

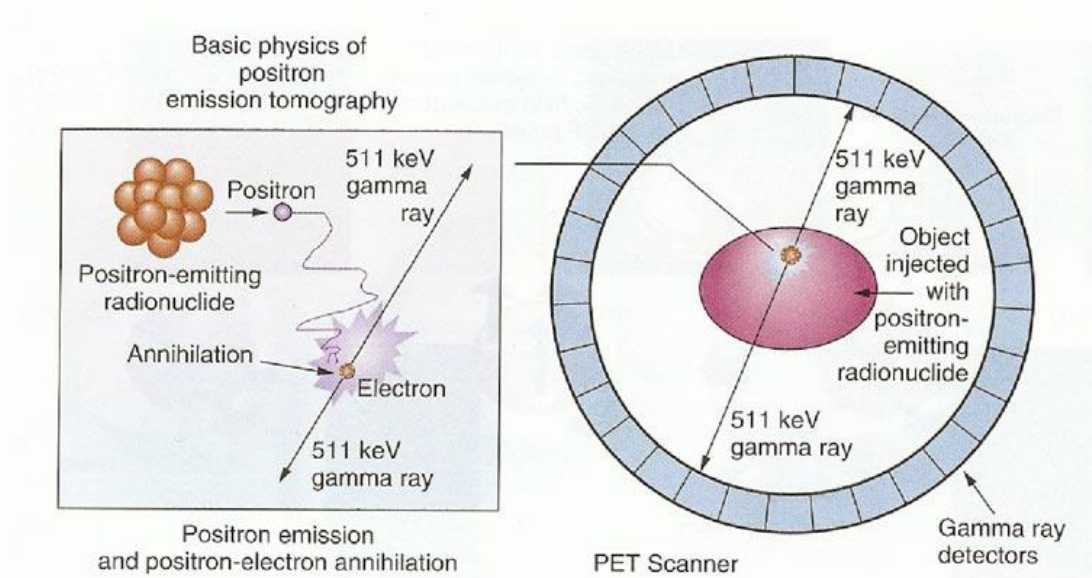
Pozitronska emisijska tomografija postaje jedna od glavnih dijagnostičkih slikovnih metoda kod dijagnosticiranja raka, neuroloških i kardiovaskularnih bolesti te je jedna od najučinkovitijih načina za dokazivanje postojanja tumorskih metastaza.

PET slike pokazuju metabolizam organa i drugih tkiva kao što je tumor. Radiofarmak, kao što je fluordeoksiglukoza, sadrži šećer (glukozu) i radionuklid (radioaktivni element fluor) se injicira pacijentu u tijelo te daje signal koji se detektira pomoću PET skenera.

### 1.1.1 **Princip rada PET-a**

Princip PET dijagnostike temelji se na pozitronskom raspadu prilikom kojeg nastaje djelić antimaterije - pozitron, koji se na kraju kratkog puta kroz materiju sudara

s elektronom. Pri tome oba nestaju, a njihov se energetski ekvivalent pojavljuje u obliku dviju gama-zraka, svaka energije 511 keV. Od odlučujuće je važnosti za PET što te dvije gama-zrake odlaze u istom pravcu, u dijametralno suprotnim smjerovima. To je posljedica zakona očuvanja količine gibanja, uz pretpostavku da prije anihilacije pozitron i elektron praktički miruju.



Slika 1. Osnovi princip rada pozitronske emisijske tomografije

Izvor: <http://www.cellsighttech.com/images/annihilation.jp>

Dijametralno suprotne gama-zrake nastale anihilacijom para pozitron-elektron registrira sustav mali detektora, cirkularno razmještenih oko ispitivanog dijela tijela. Iz podataka o kojem se paru detektora radi zaključujemo na kojem je pravcu izvor zračenja. Jedan pozitronski izvor odašilje parove gama-zraka u svim smjerovima, koje registriraju parovi detektora. Položaj izvora određuje se kao sjecište pravaca na kojima leže detektorski parovi.

Zbog snimanja raspodjele radiofarmaka bez uporabe kolimatora PET ima sljedeće prednosti nad drugim metodama:

1. značajno bolju rezoluciju
2. značajno veću osjetljivost registracije zračenja

Velika osjetljivost registracije zračenja i činjenica da je detektor PET-kamere stacioniran omogućavaju puno brže snimanje podataka potrebnih za rekonstrukciju presjeka. Zbog toga su PET-metodom moguća dinamička tomografska snimanja.

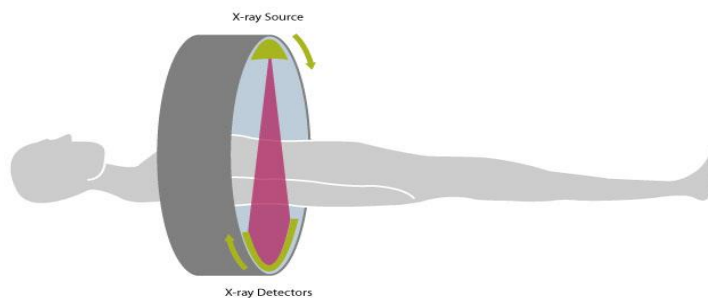
## **1.2 *Kompjutorizirana tomografija (CT)***

Kompjutorizirana tomografija danas je u najširoj primjeni u svim područjima radiologije. Prednost ove metode je u tome što registrira i minimalne razlike u koeficijentu apsorpcije rendgenskih zraka normalnih i patološko promijenjenih tkiva. Zbog toga je omogućen odličan prikaz parenhimatoznih organa i koštano-zglobnog sustava.

Kompjutorizirana tomografija rekonstruira presjek kroz tijelo iz "virtualne hrpe klasičnih rendgenskih snimaka". Tomografska slika je slika presjeka kroz tijelo.

### **1.2.1 *Princip rada CT-a***

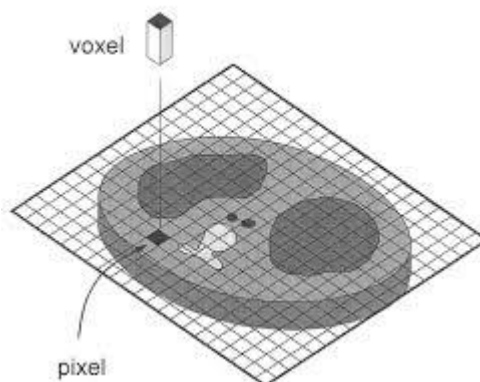
Tanka kolimirana x-zraka prolazi kroz tijelo pacijenta, tijekom prolaska kroz tijelo slabi te pada na red detektora koji mjeri intezitet te iste atenuirane zrake. Kolimator je uređaj koji se nalazi na prozoru rentgenske cijevi i služi za određivanje širine snopa. Sastoji se od nekoliko pari olovnih pločica smještenih na različitoj udaljenosti koje se pomoću elektromotora mogu međusobno približavati ili udaljavati. U detektorima se mjeri zračenje dobiveno iz brojnih projekcija nakon prolaska rtg zraka kroz tijelo, pri čemu se dobije distribucija atenuacija (oslabljenog zračenja) unutar skeniranog sloja. Slika se rekonstruira pomoću kompjutera i prikazuje različite strukture kao rezultat mjerenja njihovih vrijednosti atenuacije. U CT uređaju snop rtg zraka kruži oko pacijenta skenirajući tijelo iz stotine različitih kutova. Gustoća tkiva u određenoj točki na CT slici predstavlja vrijednosti atenuacije rtg zraka u pacijentu u točki između rtg zraka i detektora koja odgovara točki na slici.



Slika 2. Princip rada kompjutorizirane tomografije – sinkronizirano okretanje izvora x-zraka i detektora oko pacijenta

Izvor: [http://www.medicalradiation.com/wp-content/uploads/CT\\_gross.jpg?a17713](http://www.medicalradiation.com/wp-content/uploads/CT_gross.jpg?a17713)

Iz niza takvih točaka nastalih za vrijeme rotacije rentgenske cijevi i detektora, složenim matematičkim algoritmima uz pomoć računala rekonstruira se slika objekta i prikazuje na ekranu u obliku matrice slike sastavljene od piksela. Za razliku od konvencionalnog rentgenskog filma koji ima slabu kontrastnu rezoluciju, CT ima visoku, jer se snimanje vrši u slojevima (od 1 mm do 10 mm debljine), te se tako izbjegava superpozicija tkiva izvan odabranog sloja. Osjetljivost detekcije atenuiranog zračenja CT-a u odnosu na konvencionalni rentgenski film je oko 100 puta veća. Ta atenuacija se izražava brojem atenuacije ili CT-brojem, kojeg također nazivamo i Hounsfieldovom jedinicom. Raspon mjerljivih stupnjeva atenuacije je od -1000 do +3000 jedinica.



Slika 3. Prikaz sloj tkiva određene debljine podijeljen u matriksu

Izvor: [http://capone.mtsu.edu/phys4600/Syllabus/CT/Lecture\\_5/CT-Voxels.jpg](http://capone.mtsu.edu/phys4600/Syllabus/CT/Lecture_5/CT-Voxels.jpg)



### **1.3 Pozitronska emisijska tomografija i kompjutorizirana tomografija (PET/CT)**

PET/CT sustavi su sada u širokoj kliničkoj primjeni kombinirajući multidetektorski PET s multidetektorskim CT-om u jednom zajedničkom uređaju. CT podaci se prikupljaju prvi, zatim podaci s PET-om.

Simultano PET i CT imaju nekoliko prednosti pred samim PET skeniranjem nakon kojeg bi se dobivena slika usporedila sa slikom dobivenom CT skenom u različito vrijeme. Ono što je najvažnije, s kratkim vremenom između prikupljanja podataka PET-om i CT-om, manje je vjerovatno da će pacijent promijeniti svoj položaj, i to nam omogućuje precizniju lokalizaciju FDG-a na slici. To ima za posljedicu manje "dvoznačnim otkrićima", npr. kada možemo razlikovati je li aktivnost fiziološke ili patološke prirode. Još jedna prednost je u tome što kod kombiniranog modaliteta, CT snimanje omogućuje precizniju i učinkovitiju korekciju atenuacije u odnosu na klasično snimanje PET-om koji koristi radioaktivni izvor uz kraće vrijeme. PET i CT skupovi podataka su spojeni elektroničkim putem uz pomoć računalnog sustava i kao takvi se šalju na radnu stanicu za interpretaciju. Podaci se onda mogu istovremeno i interaktivno gledati kao CT podaci, PET podaci ili preklopljeni PET/CT podaci. PET/CT je primjer hibridnog oslikavanja.

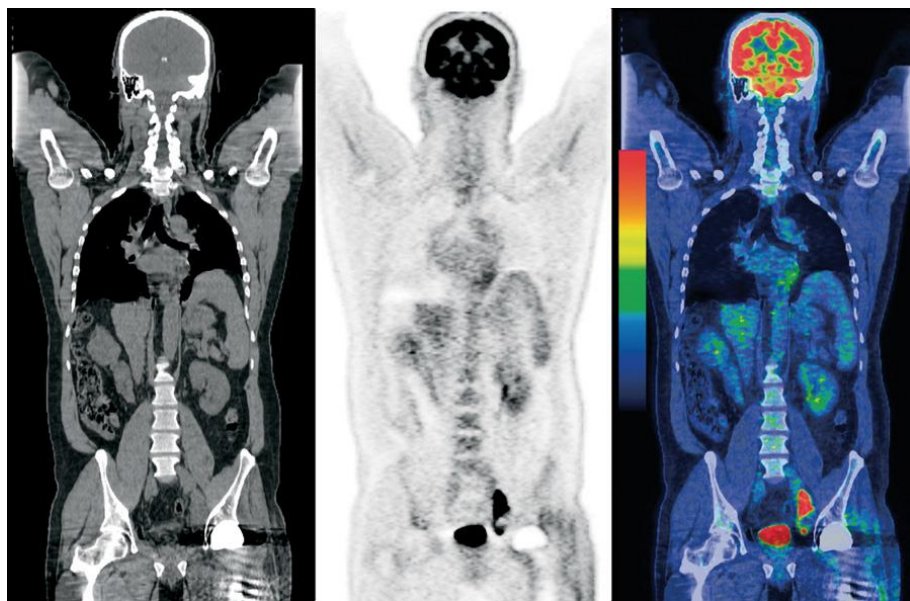
#### **1.3.1 Princip rada PET/CT**

Kao i kod svakog pregleda koji uključuje x-zrake, slika se stvara prolaskom x-zraka iz vanjskog izvora kroz tijelo pacijenta. Nasuprot tome, u nuklearnoj medicini koriste se radioaktivni materijali koje zovemo radiofarmaci ili radioobilježivači, koji se ubrizgaju u krvotok, uzimaju oralni putem ili se mogu inhalirati kao plin. Radioaktivni materijal se potom akumulira u organu ili dijelu tijela koji ispituje gdje nam daje malu količinu energije u obliku gama zraka. Gama kamere, PET ili sonde tada detektiraju tu energiju i uz pomoć računala, stvaraju se slike koje nam daju informacije o strukturi i funkciji organa i tkiva u tijelu.

Za razliku od drugih slikovnih tehnika, nuklearna medicina je više usredotočena na prikazivanje fizioloških procesa u tijelu kao što su intezitet metabolizma i razinama raznih kemijskih aktivnosti, umjesto prikazivanja same strukture i anatomije. Područja s većim intezitetom nazivamo "vrućim točkama" koje nam pokazuju mjesta velikog nakupljanja

radiofarmaka odnosno mjesta gdje postoji visoka razina metaboličke ili kemijske aktivnosti. Područja slabijeg intenziteta ili "hladne točke" pokazuju manju koncentraciju radiofarmaka i manju metaboličku aktivnost.

Nuklearnomedicinska slika je u biti slika intenziteta metabolizma određenog radiofarmaka u tijelu. Da bi intenzitet prikaza na slici što točnije odgovarao intenzitetu metabolizma potrebno je uzeti u obzir da se fotoni na svom putu od izvora do detektora prigušuju, što ovisi o materijalu kroz koji prolaze (tkivu) i duljini puta – tj. udaljenosti od izvora do detektora. Zato je potrebno izvršiti korekciju prigušenja fotona.



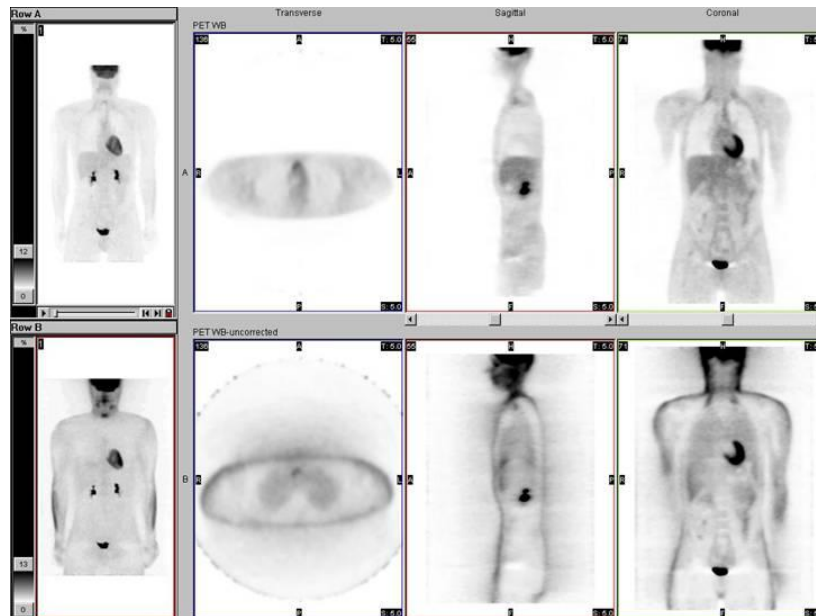
Slika 4. Redom s lijeva na desno: CT slika, PET slika, PET/CT slika

Izvor: <http://www.jupitermed.com/pet-ct>

### **1.3.2 Korekcija atenuacije**

Za korekciju atenuacije u PET sistemima koristio se "transmisijski sken" izvora smještenog u stolu što je uz značajno produženje vremena snimanja, značilo dodatno radijacijsko opterećenje za pacijenta. Korištenje CT-a za izradu transmisijskih mapa za korekciju prigušenja zračenja u tijelu s kojima se onda korigira atenuacija pozitronskog emisijskog zračenja značajno je unaprijedilo PET dijagnostiku. Akvizicija korekcijske mape pomoću CT-a traje znatno kraće nego akvizicija korekcijske mape pozitronskim izvorom, čime se znatno smanjuje vrijeme trajanja same pretrage. Osim toga jedan od

značajnih nedostataka nuklearnomedicinske dijagnostike je nedostatak ili vrlo slaba anatomska razlučivost, koji je također PET/CT oslikavanjem značajno unaprijeđen.



Slika 5. Gornji red: PET/CT snimak s korekcijom atenuacije; Donji red: PET/CT snimak bez korekcije atenuacije

Izvor: <https://www.med-ed.virginia.edu/courses/rad/PETCT/Attenuation.html>

PET/CT snimanje se može vršiti kao PET cijelog tijela ili određene regije s istovremenim snimanjem niskoenergijskog CT-a (tzv. “low dose” CT) cijelog tijela ili određene regije. Dodatno se može, u slučaju kliničke indikacije, učiniti i dijagnostički CT s intravenskim kontrastom. Ozračenje nedijagnostičkim, nisko-doznim CT-om (low dose CT) je 2-8 mSv a dijagnostičkim CT 10-20 mSv. S obzirom da je efektivna ekvivalentna doza, za uobičajenu dozu FDG od 370 MBq 8-10 mSv, kombinirano s nisko-doznim CT-om, daje ukupnu efektivnu ekvivalentnu dozu od 10-18 mSv, što je usporedivo s dijagnostičkim CT uz kontrast.

## 1.4 Fluor-18-deoksiglukoza ( $^{18}\text{F}$ -FDG)

Tablica 1. Najčešći PET radionuklidi

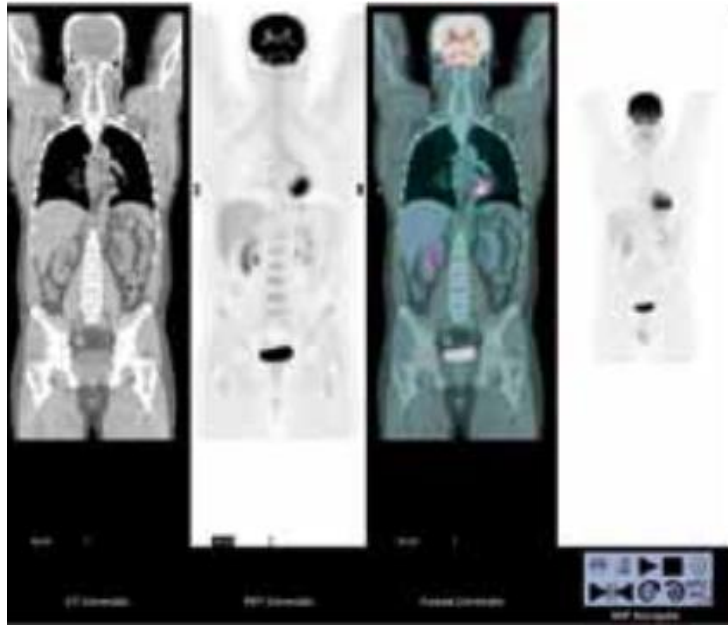
Radionuklid	Poluvijek (min)	Nosač	Uporaba
Ugljik- 11	20,5	Dušične kiseline	Klinička istraživanja
Dušik- 13	10	Amonijak ( $\text{NH}_3$ )	Kardiologija
Kisik- 15	2,1	$\text{H}_2\text{O}$ , $\text{CO}$ , $\text{CO}_2$	Klinička istraživanja
Fluor- 18	110	FDG, F-dopamin	Onkologija, kardiologija, neurologija
Rubidij- 82	1,3	Analozi kalija	Kardiologija

Kratkoživući radioizotopi nisu pogodni za svakodnevnu kliničku upotrebu, već samo u istraživačkim centrima gdje se ciklotron nalazi uz PET/CT uređaj. Za kliničku upotrebu je pogodniji  $^{18}\text{F}$  zbog relativno dugog vremena poluživota (110 minuta) i sposobnosti vezanja za mnoge spojeve.

$^{18}\text{F}$ -FDG je analog glukoze uz zamjenu kisika na C-2 položaju s fluorom 18. Iako se ponaša kao glukoza u većini slučajeva, postoje neke razlike koje treba znati.

Kako i glukoza, tako se i FDG aktivno prenosi u stanice koje su posredovane skupinom strukturno srodnih proteina koji su zaduženi za transport glukoze (GLUT). Jednom kada se nađe intracelularno, heksokinaza fosforilira glukozu i FDG i to je prvi korak k glikolizi. Fosforilirana glukoza tada nastavlja put za proizvodnju energije, dok FDG ne može ući u proces glikolize te ostaje u stanici kao FDG-6-fosfat. Tumorske stanice pokazuju povećan broj transportera glukoze, posebno GLUT - 1 i GLUT - 3, kao i povišene vrijednosti heksokinaze tipa I i II. Stanice su vrlo metabolički aktivne, favoriziraju neučinkoviti anaerobni put s već povećanim zahtjevima za glukozom. Ovi kombinirani mehanizmi omogućuju nakupljanje i zadržavanje FDG-a u puno većim količinama nego normalne stanice.

FDG nije tumor-specifičan i akumulirati će se u područjima povećanog metabolizma i glikolize. Stoga, povećano nakupljanje može se očekivati na mjestima hiperaktivnosti (mišićnoj, živčanoj), aktivnim upalama, popravcima tkiva, itd.



Slika 6. Normalna biodistribucija  $^{18}\text{F}$ -FDG kod odrasle osobe

Izvor: [http://openi.nlm.nih.gov/detailedresult.php?img=3192468\\_2191-219X](http://openi.nlm.nih.gov/detailedresult.php?img=3192468_2191-219X)

### **1.5 Priprema pacijenta i PET/CT protokol**

Nakon što je liječnik specijalist procijeni kliničku opravdanost PET/CT dijagnostičkog postupka, pri naručivanju je potrebno navesti određene kliničke podatke kako bi se mogao izvršiti potreban dijagnostički protokol i pravilno interpretirao nalaz:

- Uputna dijagnoza te kliničko pitanje na koje se očekuje odgovor PET/CT pretrage
- Protokol snimanja (PET/"low dose" CT ili PET/"low dose" CT s dodatnim dijagnostičkim CT-om)
- Prethodno učinjeni dijagnostički postupci (CT, MR..)
- Terapijski postupci; alergije i ostale bolesti od kojih se liječi

Klinički podaci o pacijentu važni su za točnu interpretaciju nalaza, a time i za reduciranje broja potencijalno lažno pozitivnih ili lažno negativnih nalaza.

Kada pacijent dođe u PET/CT centar, medicinska sestra uzima osnovne podatke o njemu, provjerava razina glukoze u krvi, uree i kreatinina te postavlja intravenski put kojeg prije davanja radiofarmaka provjerava davanjem fiziološke otopine. Potom slijedi razgovor s liječnikom koji pregledava priloženu medicinsku dokumentaciju i uzima anamnestičke podatke te injicira radiofarmak. Nakon sat vremena mirovanja, koje je potrebno za

pravilnu raspodjelu radiofarmaka po organizmu, pacijent ide na PET/CT snimanje, u trajanju od 15-ak minuti. Ako su potrebna, peroralna kontrastna sredstva se daju 40–60 minuti prije snimanja, a intravensko kontrastno sredstvo pacijent dobije 30–40 sekundi prije snimanja. Iz toga razloga nam je potreban nalaz uree i kreatinina iz krvi jer su oni pokazatelji funkcije bubrega, a kako se radiofarmak i i.v. kontrast izlučuju putem bubrega, treba biti oprezan kod bolesnika s poremećenom funkcijom bubrega. Prije snimanja, pacijent skida sav metal koji ima na tijelu te se ide izmokriti. Ovisno o traženom protokolu snimanja radi se PET/"low dose" CT ili još dodatni dijagnostički CT. Nakon snimanja, pacijentu se preporuča da tijekom dana konzumira što veće količine vode kako bi se radiofarmak što prije eliminirao iz organizma.

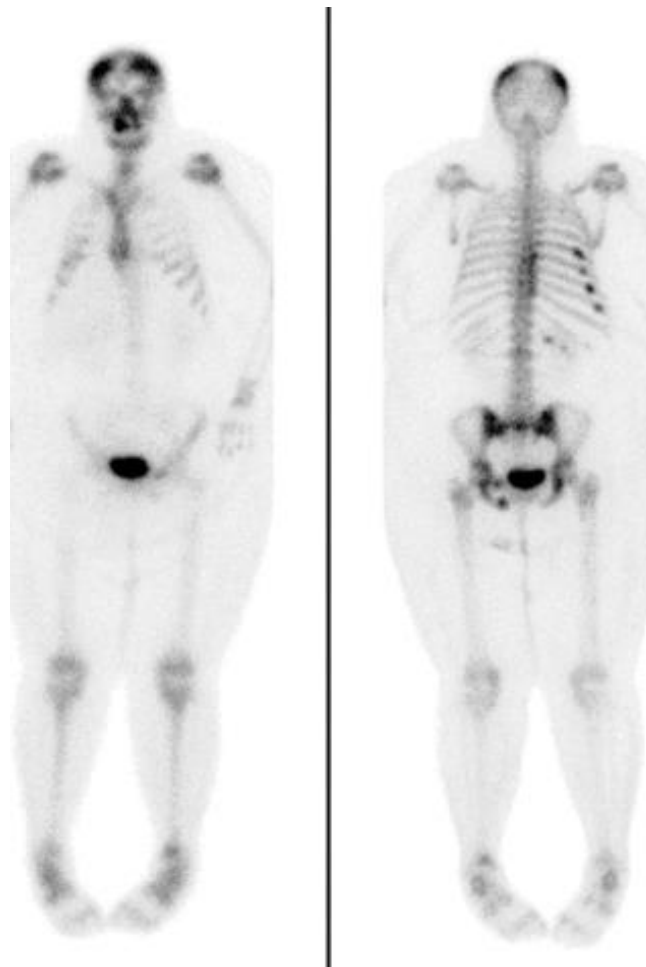
## **1.6 Kako različite tjelesne konstitucije utječu na kvalitetu nuklearnomedicinske slike?**

Tjelesna konstitucija pacijenta može na nekoliko načina utjecati na protokole snimanja u nuklearnomedicinskim i hibridnim oslikavanjima. Potrebno je povećanje administrirane doze, često se mogu javiti problemi s injiciranjem, te s pozicioniranjem pacijenta.

Standardna aktivnost kod odraslih odnosi se na aktivnost kod "idealnog" odraslog čovjeka što prema literaturi iznosi oko 70 kg. Parametri poput trudnoće i bubrežne insuficijencije smatraju se faktorima koji ograničavaju doze. Dobivanje slike prihvatljive kvalitete kod pretilih pacijenata često traži i povećanje doze. Međutim, Nacionalna komisija za zaštitu od zračenja ograničava povećanje aktivnosti, a time i doza možda neće biti dovoljno visoka da se dobije adekvatna slika za interpretaciju zbog smanjenog signala u odnosu na šum, te raspršenog zračenja. Što se samog iniciranja radiofarmaka tiče, potkožno masno tkivo kod pacijenata jače tjelesne konstitucije se zna ponašati kao barijera koja otežava vizualizaciju i palpaciju vene. Preporuča se ultrazvukom-vođena punkcija vene. Veliki je problem, nažalost, što nisu sve bolnice u mogućnosti priuštiti si to.

Pretilost predstavlja veliki problem i za osoblje jer obično pacijenti jače tjelesne konstitucije trebaju pomoć pri premještanju na stol prilikom čega postoji i mogućnost ozljede. Također, stolovi imaju svoja ograničenja (obično oko 180 kilograma) te se ne

preporuča korištenje ukoliko je postignuta maksimalna podnošljiva težina. Nadalje, pregled PET/CT-om obično traje duže od običnog CT pregleda. To povećava šanse da može doći do pomicanja pacijenta prilikom snimanja. U skladu s tim, više pozornosti treba pridodati pravilnom i sigurnom pozicioniranju pacijenata. Osim toga, mnogi pretili pacijenti imaju ograničen raspon kretanja gornjih ili donjih udova. Ta ograničenja mogu znatno utjecati na područje koje se snima, osobito kada su to pretrage koje zahtijevaju da da pacijentu ruke budu postavljene iznad glave.



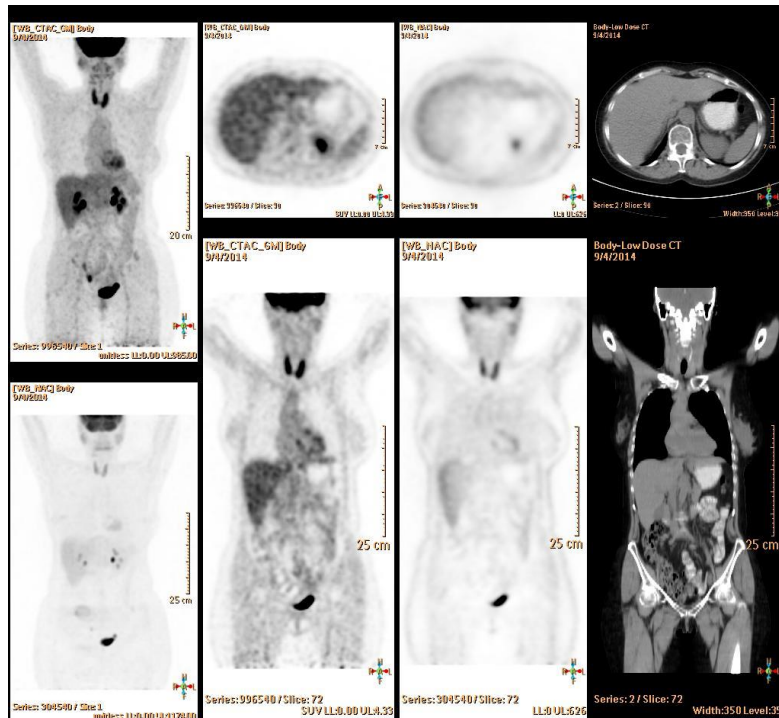
Slika 7. Scintigrafija kostiju cijelog tijela gdje nisu prikazani periferni dijelovi tijela zbog pretilosti. Veći dio gornjih udova je izvan polja snimanja gama kamere.

Izvor: <http://tech.snmjournals.org/content/39/1/40>



Slika 8. PET/CT snimak pacijentice čiji BMI iznosi 35.4 i spada u drugi stupanj pretilosti

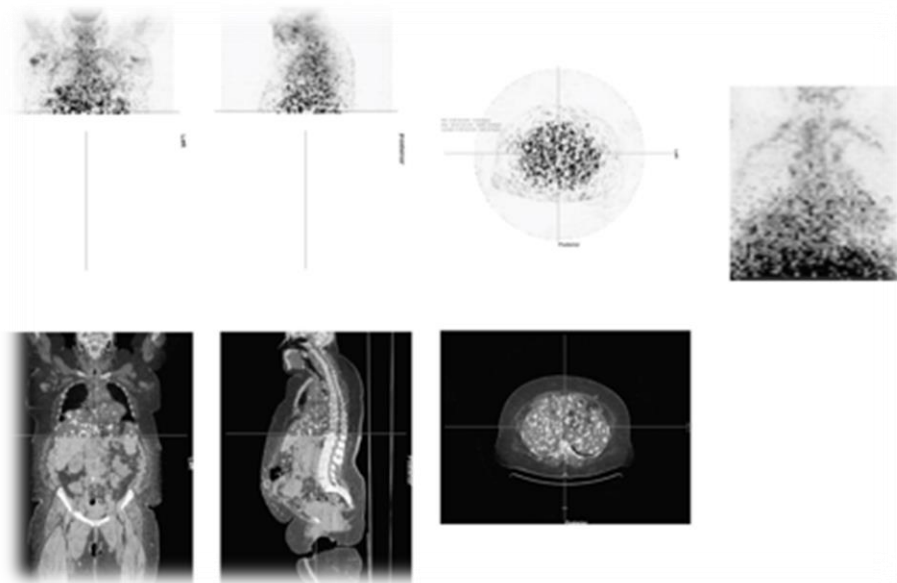
Izvor: PET/CT centar Medikol Split



Slika 9. PET/CT snimak pacijentice čiji BMI iznosi 22.1 s korigiranom i nekorigiranom atenuacijom.

Izvor: PET/CT centar Medikol

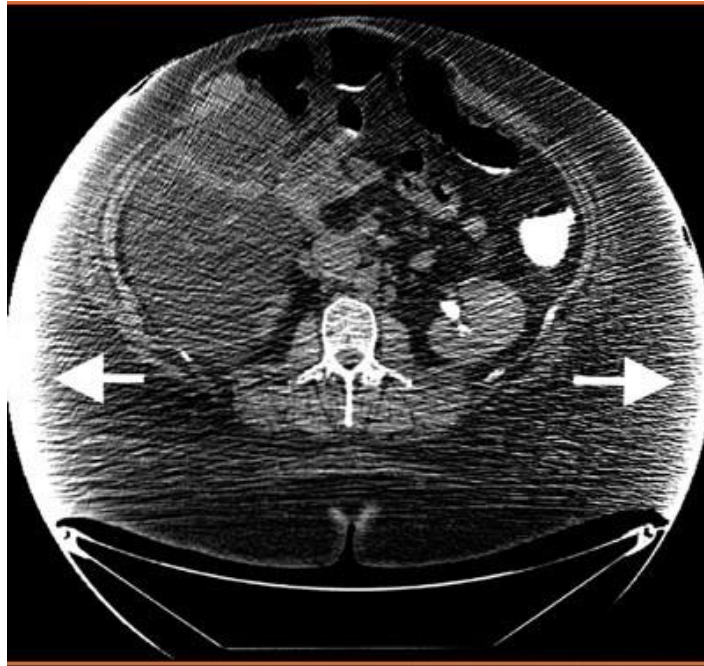




Slika 10. PET/CT snimak cijelog tijela 49-ogodišnje žene čiji BMI iznosi 42. Pretraga nije dovršena zbog nemogućnosti namještaja.

Izvor: <http://tech.snmjournals.org/content/39/1/40>

Poteškoće u pozicioniranju mogu dovesti do slike koja ni blizu nije optimalna, dužeg trajanja same pretrage, a time i povećane doze zračenja za pacijenta i radiološkog tehnologa. PET/CT cijelog tijela može biti problem jer često periferni dijelovi tijela ne stanu u polje snimanja. Broj fotona koji "stignu" do detektora uvelike ovisi o tome debljini tkiva kroz koje zračenje mora proći odnosno o geometriji tijela pacijenta. Comptonov efekt atenuira primarne fotone koji putuju do gama kamere i tako pridonosi značaju količinu neželjenog raspršenog zračenja. Što se izvor zračenja nalazi dublje u pacijentovu tijelu, to je količina raspršenog zračenja veća.



Slika 11. Aksijalni presjek kroz abdomen 39-ogodišnjakinje s tjelesnom masom od 188 kg. Vidljivi su artefakti u području gdje tijelo izlazi iz vidnog polja.

Izvor: [http://www.medscape.com/viewarticle/558180\\_5](http://www.medscape.com/viewarticle/558180_5)

Smjernice Europskog udruženja za nuklearnu medicinu (EANM) za PET/CT cijelog tijela s fluorodeoksiglukozom osiguravaju standardizaciju administracije FDG-a, te akviziciju i rekonstrukciju PET skenova cijelog tijela. Zajedno sa standardima kontrole kvalitete, ove smjernice osiguravaju da izmjereni uptake FDG-a u tumoru, u određenim granicama, bude neovisan o aparaturi koja se koristi u centru gdje se radi istraživanje. Nadalje, zaključeno je da bi linearni odnos između pacijentove tjelesne težine i primjenjene doze fluorodeoksiglukeze rezultirao stalnijoj kvaliteti slike usporedno s primjenom iste, konstantne doze. Međutim, poznato nam je iz kliničke prakse da i nakon pridržavanja smjernica, kvaliteta slike cijelog tijela se smanjuje kod pretilih pacijenata, što može rezultirati lažno negativnim nalazom. Dakle, drugačiji odnos između doze i tjelesne težine ili nekog drugog pacijent-ovisnog parametra kao što je indeks tjelesne mase (engl. body mass indeks - BMI) bi mogao biti potreban kako bi se dobila konstantna kvaliteta slike. Zbog veće atenuacije fotona kroz masno tkivo registrira se manje događaja na detektorima te je kvaliteta slike kod pretilih pacijenata slabija. Stoga je potrebno ili dati veću dozu ili produžiti snimanje. Još uvijek se razlikuju pristupi; neki računaju dozu po tjelesnoj težini, neki prema BMI, uz različite pristupe oslikavanja pacijenata jače tjelesne konstitucije no još uvijek na postoji jedinstvena preporuka.

## 2 CILJ RADA

U cilju optimizacije PET/CT protokola, određivanja pojedinačne doze radiofarmaka (FDG-a) pri PET/CT snimanju ispitali smo utjecaj tjelesne konstitucije pacijenta na kvalitetu PET slike.

Stoga smo željeli utvrditi:

1. Da li do sada korištena metoda izračuna aplikacijske doze (MBq/kg tjelesne mase) daje jednaku kvalitetu slike u svih pacijenata bez obzira na tjelesnu masu
2. Procijeniti bi li izračun doze metodom MBq/BMI indeksu dao bolje rezultate
3. Bi li korištenje nekog drugog parametra za procjenu tjelesne konstitucije- opsega struka dao bolje rezultate
4. Predložiti moguće načine poboljšanja kvalitete slike koji nastaju kod pacijenata jače tjelesne konstitucije

### 3 IZVOR PODATAKA I METODE

Retrospektivno su uzeti PET/CT podaci pacijenata iz PET/CT centra Medikol koji su rađeni na uređaju Phillips Gemini TF64. Privatnost ispitivanih pacijenata je u potpunosti očuvana jer su njihovi osobni podaci spremljeni kao identifikacijski broj, bez imena i prezimena. Za analizu ovog istraživanja koristili su se njihovi podaci o dijagnozi, visini, masi, razini glukoze u krvi, primljenoj dozi FDG-a te uptake-u FDG-a. Također su zabilježeni podaci koji nam daju informacije o tjelesnoj konstituciji pacijenta: tjelesna težina, opseg struka koji se mjerio u razini pupka te BMI koji se računao prema standardnoj formuli koja se temelji na odnosu tjelesne težine i visine osobe. Svi pacijenti su bili pacijenti s onkološkom dijagnozom te su snimani prema standardnom protokolu centra Medikol.

Po tom protokolu pojedinačna doza radiofarmaka se računala po metodi:

Doza radiofarmaka (MBq)= tjelesna masa (kg) x 0.1

Aplicirana doza tj. doza koja se injicira pacijentu je različita od izračunate doze zbog nekoliko razloga. Obzirom da se doza radiofarmaka za pojedinog pacijenta u "hot laboratoriju" navlači iz bočice u kojoj je radiofarmak za snimanje svih pacijenata u jednoj smjeni, može doći do manjeg odstupanja od određene i automatski navučene doze. Prihvatljive su vrijednosti unutar raspona od 10% od preporučene i aplicirane doze. PET/CT snimanja rađena su prema standardnom protokolu za onkološke pacijente.

#### 3.1 Opis mjerenja

Postavlja se pitanje nakon koje tjelesne težine, BMI-a i opseg struka zapravo treba utjecati na samu akviziciju odnosno dužinu trajanja pretrage ili na samu dozu koja se daje. Zato smo pacijente podijelili u 4 skupine, posebno za svaki od ova 3 parametra. Tako je skupina s podacima o indeksu tjelesne mase podijeljena prema Queteletovoj ljestvici BMI-a, skupina s podacima o tjelesnoj težini prema prosječnoj težini u odnosu na visinu te skupina s podacima o opsegu struka podijeljena je prema kriterijima granične vrijednosti pretilosti te donje granice normalnog opsega struka.

Kvaliteta slike procijenjena je na osnovi SNR indeksa (engl. signal-to-noise ratio; odnos signala i šuma) jetre koja je jedini organ u ljudskom tijelu koja ima relativno homogeni "uptake" FDG-a.

Snimka s nehomogenim uptake-om, uzrokovanim metastazama u jetri i drugim nepravilnostima u tkivu jetre su isključeni iz ove studije.

Prema de Grote et al. (2013.) odnos signala i šuma (SNR) je definiran kao odnos srednje srednje vrijednosti registriranih događaja (engl. "counts"- skr. cts) i SD u regiji interesa:

$$SNR = \frac{mean\ cts}{SD}$$

(1)

Određen je najveći transverzarni CT presjek jetre u slojevima od 5mm unutar kojeg ne napravljena kružna regija interesa (ROI). Računalno je određena srednja vrijednost događaja (cts-a) i SD. Isto je ponovljeno i u dva susjedna presjeka s jednakom ROI.

SNR<sub>L</sub> je izračunat za svaki ROI koristeći jednadžbu broj 1, te je izračunata prosječna vrijednost od 3 ROI-a.

## 4 REZULTATI

Ukupno smo pregledali 65 ispitanika (n=65), od kojih je 35 muškaraca i 30 žena, prosječne dobi 35 godina, raspona visine 151 - 193 cm, raspona težine 57 – 114 kilograma te vrijednostima GUK-a ispod 7,5 mmol/l.

Tablica 2. Raspodjela ispitanika po grupama

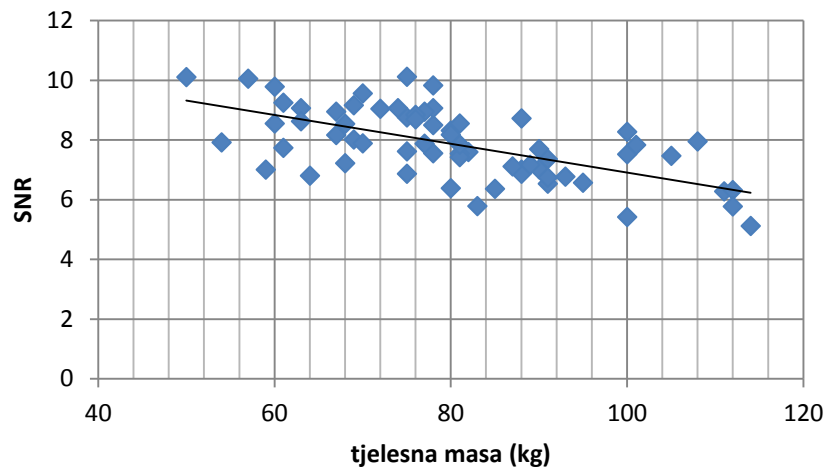
	MUŠKARCI	ŽENE
BROJ ISPITANIKA	35	30
TEŽINA (prosjeak)	81,8 kg	76,6 kg
VISINA (prosjeak)	170 cm	172 cm
BMI (prosjeak)	24,31	26,25
OPSEG STRUKA (prosjeak)	99 cm	86 cm

Potom smo analizirali kvalitetu slike ovisno o tjelesnoj konstituciji.

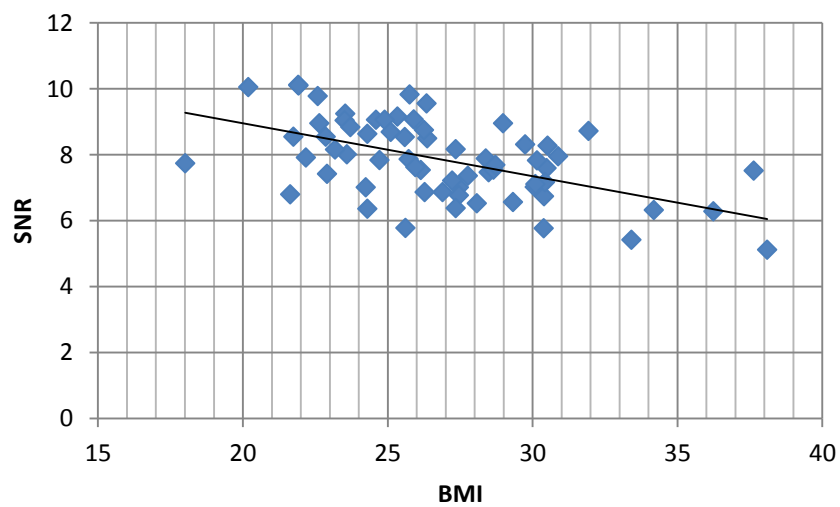
Grafikoni 1, 2 i 3 pokazuju odnos pokazatelja tjelesne konstitucije: masa (kg), BMI i opsega struka (cm) prema indikatoru kvalitete slike SNR jetre. Sva tri grafikona pokazuju da je kvaliteta slike slabija u pacijenata jače tjelesne konstitucije. Taj odnos je za tjelesnu

masu i BMI gotovo jednak, i nešto slabiji (ali ne značajno) od odnosa opsega struka i SNR, tj. možemo kazati da opseg struka bolje korelira s indeksom kvalitete slike.

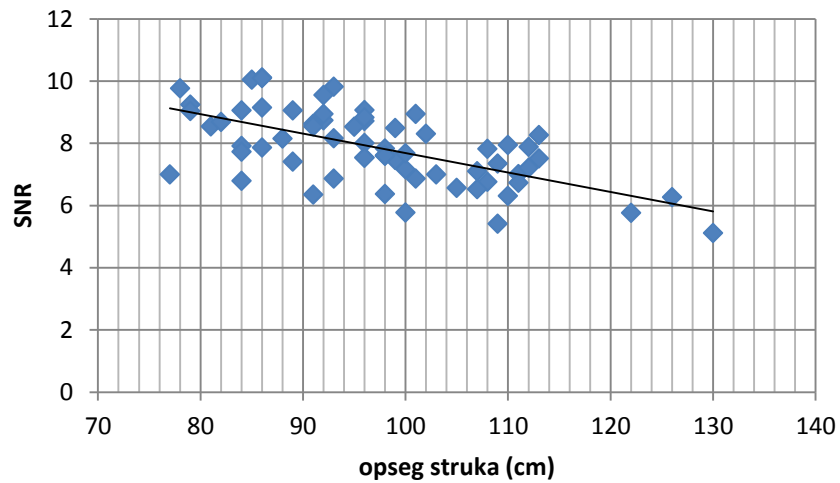
Grafikon 1.: Prikaz odnosa SNR prema tjelesnoj masi



Grafikon 2. Prikaz odnosa SNR prema BMI



Grafikon 3.: Odnos SNR prema opsegu struka



Potom smo ispitanike podijelili po skupinama radi moguće procjene kod kojih bi pacijenata trebalo korigirati formulu izračuna doze (Tablica 2.)

Tablice 3, 4 i 5 prikazuju SNR jetre prema istraživačkim skupinama. Iz njih vidimo niže vrijednosti SNR-a u pacijenata veće mase, većeg BMI-a i većeg opsega struka.

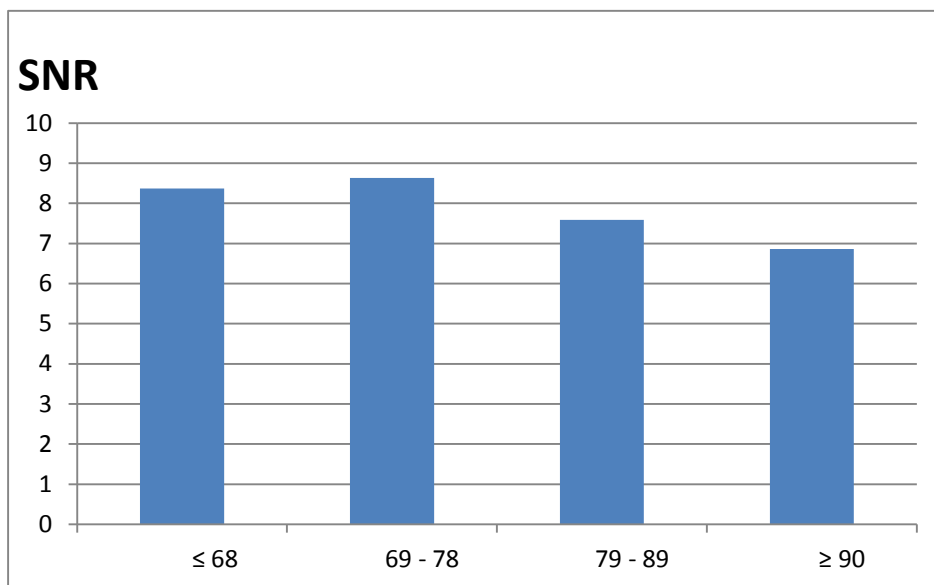
Tablica 3. Vrijednosti SNR prema skupinama pacijenata podijeljenih prema vrijednostima tjelesne mase

Tjelesna težina (kg)	SNR jetre (prosjek)	Broj ispitanika
≤ 70	8,36	13
70 - 79	8,63	18
79 - 89	7,58	17
≥ 90	6,86	17

Tablica 3 nam pokazuje značajno smanjenje SNR kod pacijenata iznad 79 kilograma.



Grafikon 4: Vrijednosti SNR prema skupinama ispitanika određenih na osnovu tjelesne mase

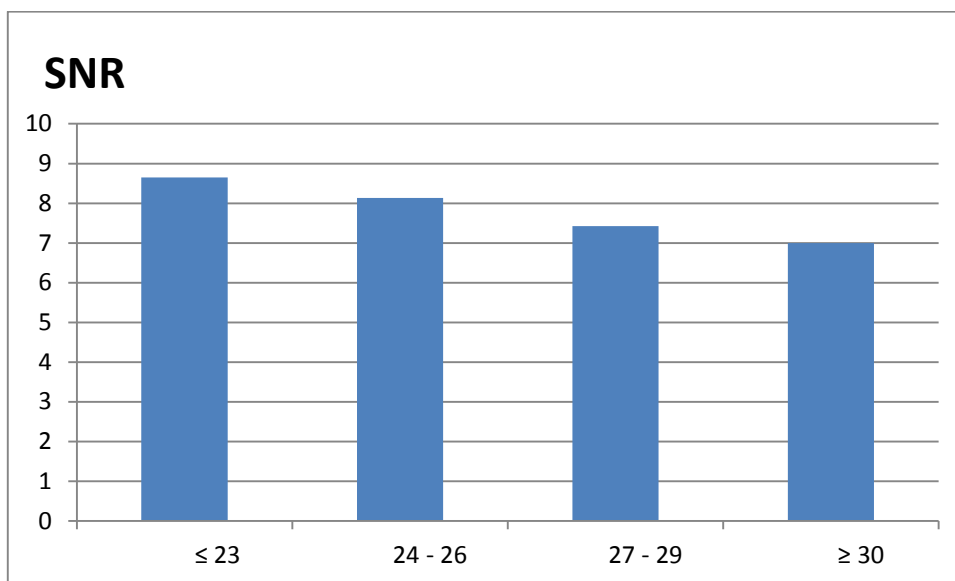


Tablica 4. vrijednosti SNR prema skupinama pacijenata podijeljenih prema vrijednostima BMI-a

BMI	SNR jetre (prosjeak)	Broj ispitanika
≤ 23	8,64	16
24 - 26	8,13	20
27 - 29	7,42	14
≥ 30	6,99	15

Tablica 4 nam pokazuje značajno smanjenje SNR ispod 8 kod pacijenata s BMI-om iznad 27.

Grafikon 5: Vrijednosti SNR prema skupinama ispitanika određenih na osnovu BMI indeksa

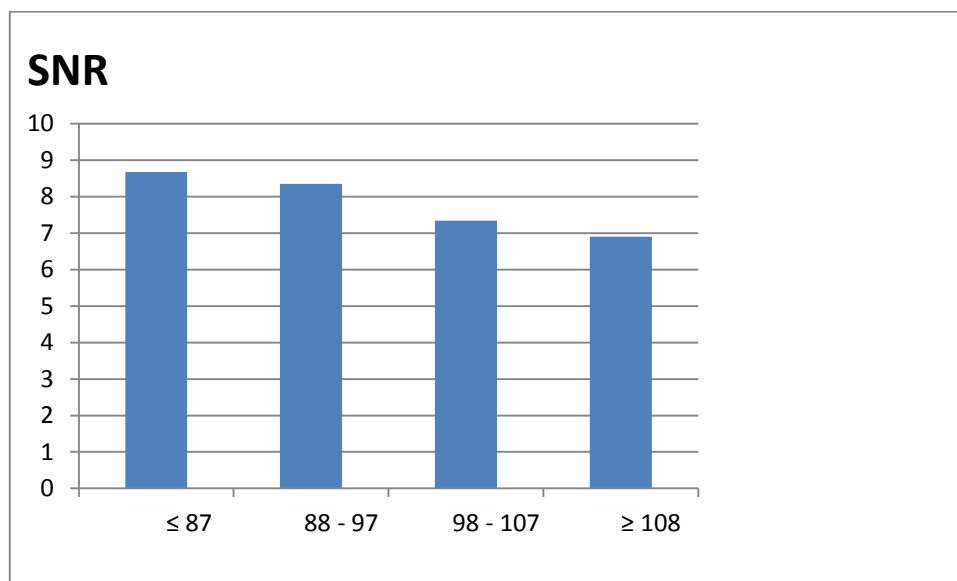


Tablica 5. Vrijednosti SNR prema skupinama pacijenata podijeljenih prema vrijednostima opsega struka

Opseg struka (cm)	SNR jetre (prosjeak)	Broj ispitanika
≤ 87	8,67	15
88 - 97	8,35	19
98 - 107	7,34	16
≥ 108	6,90	15

Tablica 5 prikazuje značajno smanjenje SNR kod pacijenata s opsegom struka iznad 98 centimetara.

Grafikon 6: Vrijednosti SNR prema skupinama ispitanika određenih na osnovu opsega struka



## 5 RASPRAVA

Optimizacija aplicirane doze radiofarmaka (FDG-a) pri PET/CT snimanju, na način da uz što manje radijacijsko opterećenje postignemo što kvalitetniju PET sliku jedan je od kontinuiranih zadataka dijagnostičkog tima kojeg je radiološki tehnolog značajan član. Stoga, iako on nije osoba koja donosi konačnu odluku o dozi radiofarmaka, kao jedan od članova tima i to onaj koji priprema pojedinačne doze mora biti upoznat s čimbenicima koji određuju vrijednost pojedinačne doze radiofarmaka.

Iz rezultata našeg istraživanja vidimo da kod ispitanika sa većom tjelesnom težinom, većim BMI i većim opsegom struka imamo progresivno smanjenje odnosa signala i šuma, tj. kvaliteta slike je smanjena u odnosu na kvalitetu slike kod pacijenata s manjom tjelesnom težinom, opsegom struka i BMI-om.

Najčešće korišteni načini izračuna aplikacijske doze radiofarmaka koriste vrijednosti tjelesne mase u kilogramima (MBq/kg) ili vrijednosti indeksa BMI (MBq/BMI). Obzirom da su nedostaci u kvaliteti slike najvidljiviji u području regije trbuha zbog najvećeg udaljenosti detektora od izvora zračenja željeli smo vidjeti da li je moguće korištenje jednostavnog mjerenja opsega struka primijeniti za izračun aplikacijske doze radiofarmaka. Dobili smo rezultat koji pokazuje da je to moguće. Čak smo dobili nešto bolji odnos između vrijednosti opsega struka i indeksa kvalitete slike – SNR u odnosu na tjelesnu masu i BMI, ali ta razlika nije značajna i mali broj ispitanika u istraživanju ograničava ovaj rezultat.

Dakle povećanjem tjelesne mase, BMI i opsega struka, SNR u se jetri smanjuje tj. pacijenti jače tjelesne konstitucije zahtijevaju dodatni način poboljšanja kvalitete slike u odnosu na ostale pacijente. Rezultati pokazuju da bi u pacijenata tjelesne težine iznad 80 kg, BMI-a većeg od 27 i opsega struka većeg od 98 cm trebali dodatno poboljšati kvalitetu slike. To se može postići na dva načina: produženjem vremena akvizicije i/ili većom dozom radiofarmaka. Obe opcije imaju neke nedostatke. Povećanje doze radiofarmaka znači prvenstveno veće radijacijsko opterećenje kako za pacijenta, tako i za osoblje. Produljenje vremena akvizicije znači duže vrijeme snimanja, a time i veće šanse da pacijent neće biti sposoban izdržati pretragu do kraja što sa sobom donosi mogućnost smanjene kvalitete slike i artefakata. Svaka pretraga ima cilj da uz što manje zračenja dobijemo što kvalitetniju sliku.

Prema nedavno napravljenom istraživanju (5) produljeno vrijeme akvizicije učinkovito održava kvalitetu slike kod pacijenata jače konstitucije. Nasuprot tome, 2,5 puta veća doza od 3.7 MBq po kilogramu tjelesne težine nije poboljšala kvalitetu slike. Zaključak je bio da samo produljeno vrijeme snimanja daje kvalitetnu sliku kod pacijenata jače tjelesne konstitucije.

Također, nedavno napravljeno istraživanje podupire naše u kojem se navodi da su jetrene aktivnosti bile nepromjenjive kod pacijenata koji su primili istu dozu po kilogramu tjelesne težine. Ipak, kvaliteta slike postajala je lošija kako se tjelesna težina povećavala. Osim toga, dodatno povećanje aplicirane doze nije utjecalo na kvalitetu slike. Ovi rezultati ukazuju na to da kako se tjelesna težina povećava, značajnije stavke ukupne slučajnosti odnose se na buku, a ne na signal. (12)

Međutim, ova istraživanja imaju svoja ograničenja. Prvo, kvaliteta slika koje su se napravile na početku studije nije uspoređena s onom nakon promjene aplicirane doze i/ili produljenja vremena skeniranja. SNR jetre kod svih skupina pacijenata se mijenjao ali je dosegao statističku važnost tek kod najteže grupe pacijenata. Kada bi se snimanje nekog individualca s normalnom tjelesnom težinom ponovilo više puta, veće su šanse da se detektira i najmanja promjena u SNR-u. Ipak, istraživanje se fokusiralo na to da se vidi kakvog efekta veće doze i/ili produljenja vremena imaju na kvalitetu slike kod pretilih pacijenata. Nadalje, neprestano ponavljanje PET pregleda na jednoj osobi u svrhu istraživanja je problem zbog radijacijskog opterećenja pacijenta i etičkog pitanja. Drugo, kao mjeru kvalitete slike koristili smo SNR u jetri. Osim SNR-a, kontrast mekog tkiva je bitan u određivanju kvalitete slike (7). Problem je što polukvantitativna metodologija kojom bi se odredio omjer kontrasta i šuma mekih tkiva na kliničkim PET slikama nikada nije utvrđena. Slijedom toga, ograničeni smo u analiziranju slika uz pomoć SNR-a. Konačno, koristili smo standardnu devijaciju vrijednosti piksela unutar regije interesa kao biljeg za šum slike. Iako je ROI SD u širokoj primjeni kada su u pitanju kliničke slikovne studije, ima ograničenja kao pokazatelj buke.

## 6 ZAKLJUČAK

Kod pacijenata jače tjelesne konstitucije kvaliteta slike je slabija u odnosu na pacijente normalne tjelesne konstitucije.

Primjena veličine tjelesne mase (u kg) i indeksa tjelesne mase (BMI) u formuli izračuna aplikacijske doze ne daje razlike u indeksu kvalitete slike.

Korištenje veličine opsega struka za izračun aplikacijske doze radiofarmaka daje jednake rezultate kao korištenje veličine tjelesne mase i indeksa tjelesne mase (BMI).

Kod pacijenata jače tjelesne konstitucije potrebno je dodatno poboljšati kvalitetu slike što je moguće povećanjem aplicirane doze ili produljenjem vremena akvizicije. Koja će se opcija koristiti, odlučuje liječnik koji vodi pretragu.

## 7 SAŽETAK

**CILJ:** Evaluirati utjecaj tjelesne konstitucije na kvalitetu PET/CT slike uspoređujući različite metode izračuna aplikacijske doze (MBq/kg, MBq/BMI, MBq/cm).

**METODE:** U 65 pacijenata podijeljenih u skupine prema tjelesnoj konstituciji ovisno o tjelesnoj masi (kg), indeksu tjelesne mase (BMI) i opsegu struka (cm) učinjena je usporedba kvalitete slike procijenjene na osnovi SNR indeksa (*engl.* signal-to-noise ratio; odnos signala i šuma) jetre. Također su uspoređene razlike u kvaliteti slike korištenjem različitih parametara procjene tjelesne konstitucije (tjelesna masa, indeks tjelesne mase i opseg struka).

**REZULTATI:** U pacijenata jače tjelesne konstitucije kvaliteta slike određena SNR indeksom je slabija, bez obzira koji od parametara (tjelesna masa, indeks tjelesne mase i opseg struka) koristili za izračun. Korištenje veličine opsega struka daje jednake rezultate kao i izračun prema tjelesnoj težini i BMI. Pacijenti tjelesne težine iznad 80 kg, BMI-a većeg od 27 i opsega struka većeg od 98 cm trebaju dodatno poboljšanje kvalitete što je moguće povećanjem aplikacijske doze radiofarmaka ili produženjem vremena snimanja.

**ZAKLJUČAK:** U pacijenata jače tjelesne konstitucije potrebno je poboljšati kvalitetu slike što se može postići povećanjem aplicirane doze ili produženjem vremena snimanja. U formuli izračuna pojedinačne doze radiofarmaka mogu se koristiti vrijednosti tjelesne mase, indeksa tjelesne mase kao i opsega struka.

## **ABSTRACT**

**OBJECTIVE:** To evaluate the effect of body composition on the quality of the PET / CT images comparing different methods of calculating the application dose (MBq / kg MBq / BMI MBq / cm).

**METHODS:** In 65 patients divided into groups according to body composition depending on body weight (kg), body mass index (BMI) and waist circumference (cm) we did comparison of image quality estimated on the basis of SNR index (engl. Signal-to-noise ratio) of the liver. We also compared the differences in image quality by using various valuation parameters of body composition (body weight, body mass index and waist circumference).

**RESULTS:** In patients with bigger physical composition, image quality determined according to SNR index is worse, regardless of the parameters (body weight, body mass index and waist circumference) used for the calculation. Using the size of the waist gives the same results as the calculation according to body weight and BMI. Patients with body weight above 80 kg, BMI greater than 27 and waist circumference greater than 98 cm need further improve of the quality which is possible by increasing the dose of radiopharmaceutical application or extension of aquisition time.

**CONCLUSION:** In patients with bigger body composition is necessary to improve the image quality which can be achieved by increasing the administered dose or increase the recording time. In the formula which calculats individual doses of radiopharmaceuticals, values of body weight, body mass index and waist circumference can be used.



## 8 LITERATURA

1. Janković S., Eterović D., Fizikalne osnove i klinički aspekti medicinske dijagnostike, Zagreb, Medicinska naklada-Zagreb, 2002.
2. de Grote et al.: Optimized dose regimen for whole body FDG-PET. *EJNMMI Research* 2013 3:63
3. Boellaard R, O'Doherty MJ, Weber WA, Mottaghy FM, Lonsdale MN, Stroobants SG, Oyen WJ, Kotzerke J, Hoekstra OS, Pruim J, Marsden PK, Tatsch K, Hoekstra CJ, Visser EP, Arends B, Verzijlbergen FJ, Zijlstra JM, Comans EF, Lammertsma AA, Paans AM, Willemsen AT, Beyer T, Bockisch A, Schaefer-Prokop C, Delbeke D, Baum RP, Chiti A, Krause BJ. FDG PET and PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour PET imaging: version 1.0 *Eur J Nucl Med Imaging* 2010, 37(1):181-200
4. Boellaard R., Principles and Practice of PET/CT, *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 2010., 15; 37-74
5. Masuda Y, Kondo C, Matsuo Y, Uetani M, Kusakabe K.: Comparison of imaging protocols for 18F-FDG PET/CT in overweight patients: optimizing scan duration versus administered dose *J Nucl Med* 2009, 50(6):844-848
6. [http://neuron.mefst.hr/docs/katedre/nuklearna\\_medicina/nastavni\\_materijali/PET\\_i\\_PET-CT.pdf](http://neuron.mefst.hr/docs/katedre/nuklearna_medicina/nastavni_materijali/PET_i_PET-CT.pdf)
7. Halpern BS, Dahlbom M, Auerbach MA, Schiepers C, Fueger BJ, Weber WA, Silverman DH, Ratib O, Czernin J. Optimizing imaging protocols for overweight and obese patients: a lutetium orthosilicate PET/CT study. *J Nucl Med*. 2005 Apr;46(4):603-7.
8. Halpern BS, Dahlbom M, Quon A, Schiepers C, Waldherr C, Silverman DH, Ratib O, Czernin J. Impact of patient weight and emission scan duration on PET/CT image quality and lesion detectability. *J Nucl Med*. 2004 May;45(5):797-801.
9. <http://www.med-ed.virginia.edu/courses/rad/petct/Emission.html>
10. von Schulthess G.K., Steinert H.C., Hany T.F., Integrated PET/CT: Current Applications and future Directions, *Radiology*, 2006., 18; 405-422
11. Dodig D, Kusić Z. Klinička nuklearna medicina, Zagreb, Medicinska naklada, 2012.

12. Badawi RD, Dahlbom M. NEC:some coincidences are more equivalent than others. *J Nucl Med.* 2005;46:1767–1768.
13. Kadhem H, Rodriguez D, Tena J-R, Wells K, Lewis E, Guy M. Ultra low dose CT attenuation correction maps for emission computed tomography. *In:Nuclear Science Symposium Conference Record, 2006. Vol 4. Issue, Oct. 29, 2006–Nov. 1, 2006. Piscataway, NJ: IEEE.* 2006:2123–2127.
14. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17332626>
15. Raul N. Uppot, Dzshyant V. Sahani, Peter F. Hahn, Debra Gervais, Peter R. Mueller; Impact of Obesity on Medical Imaging and Image-Guided Intervention. *Am J Roentgenol.* 2007;188(2):433-440

## 9 ŽIVOTOPIS

### OPĆI PODACI:

Ime i prezime: Rea Jurić  
Datum rođenja: 22. kolovoza 1992.  
Adresa: Dom don F. Bulića 29, 21 211 Vranjic  
Mobitel: 091 564 35 26  
E-mail: rea.mirjam@gmail.com

### OBRAZOVANJE:

2011. – 2014. Sveučilišni odjel zdravstvenih studija, smjer Radiološka tehnologija  
2007. – 2011. Zdravstvena škola Split, smjer Zdravstveno-laboratorijski tehničar  
1999. – 2007. Osnovna škola Vjekoslav Parać Solin

### STRANI JEZICI:

Aktivno korištenje engleskog jezika u govoru i pismu

### RAD NA RAČUNALU:

dobro vladanje alatima Microsoft Office™

### DRUŠTVENE VJEŠTINE:

Odlične komunikacijske vještine stečene kroz učestali kontakt s ljudima pri radu, u sportu kao član ženske ragbijaške ekipe te edukacijom na fakultetu; sposobnost prilagodbe